



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 199 53 177 A 1**

⑤① Int. Cl.⁷:
A 61 B 6/04
A 61 B 5/055
A 61 B 19/00

⑲ Aktenzeichen: 199 53 177.3
⑳ Anmeldetag: 4. 11. 1999
㉑ Offenlegungstag: 21. 6. 2001

DE 199 53 177 A 1

⑦① Anmelder:
BrainLAB AG, 85551 Kirchheim, DE

⑦④ Vertreter:
Schwabe, Sandmair, Marx, 81677 München

⑦② Erfinder:
Fröhlich, Stephan, 85609 Aschheim, DE;
Schlossbauer, Cornel, 82152 Krailling, DE;
Blumhofer, Andreas, Dr., 81677 München, DE

⑤⑥ Entgegenhaltungen:
DE 197 28 788 A1
DE 44 18 216 A1
US 59 01 199
US 56 22 187

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Exakte Patientenpositionierung durch Vergleich von rekonstruierten und Linac-Röntgenbildern

⑤⑦ Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit folgenden Schritten: a) der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger vorpositioniert, b) mindestens eine Röntgenaufnahme des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes wird erstellt, c) die Röntgenaufnahme wird lokalisiert, d) mindestens ein der Röntgenaufnahme, insbesondere isozentrisch, entsprechendes, aus einem Patientenscan stammendes rekonstruiertes Bild wird erstellt, e) das rekonstruierte Bild und die Röntgenaufnahme werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und f) für Lage des Patienten wird anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert. Ferner betrifft sie ein Verfahren zur räumlichen Lokalisation eines Röntgenbildes, bei dem ein Röntgenbild eines Patienten erstellt wird, bei der Erstellung des Röntgenbildes die Raumlage des Röntgengeräts ermittelt wird, bei der Erstellung des Röntgenbildes Markierungen in einer vorbestimmten oder bekannten Lage gegenüber der Röntgenquelle in deren Strahlbereich eingebracht werden, und bei dem aus der Geometrie des Röntgengeräts und aus der Lage der Markierungen im Röntgenbild die exakte räumliche Aufnahmesituation des Röntgenbildes errechnet wird.

DE 199 53 177 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie. Ferner betrifft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zur räumlichen Lokalisation eines Röntgenbildes.

In der Strahlentherapie und der Radiochirurgie wurden in letzter Zeit große Fortschritte in der Dosisplanung erzielt. Es wird angestrebt, die Behandlung immer weiter in Richtung der Radiochirurgie zu verlegen, d. h. mit hohen Strahlendosen zu arbeiten, die bei wenigen und vorzugsweise nur bei einer einzigen Strahlenbehandlung auf ein Zielvolumen aufgebracht werden, also beispielsweise auf einen Tumor. Obwohl die Dosisplanung, wie erwähnt, relativ gute Erfolge zeigt, steht der Verwendung von hohen Dosen, die in einer einzigen oder in wenigen Fraktionen verabreicht werden, oftmals die Tatsache im Wege, daß der Patient bzw. der zu bestrahlende Körperabschnitt, nur relativ ungenau positioniert werden kann. Um größere Schädigungen des gesunden Gewebes zu vermeiden, wird deshalb in den überwiegenden Fällen auf die konventionelle fraktionierte Strahlentherapie zurückgegriffen worden, bei der eine wiederholte Bestrahlung mit geringen Dosen appliziert wird.

Um die Positionierung zu verbessern behilft man sich derzeit noch eines sehr ungenauen "manuellen" Verfahrens. Dabei wird am Linearbeschleuniger ein Röntgenbild eines Patienten-Körperabschnittes erstellt. Dieses Bild wird mit einem zuvor am Simulator (Röntgengerät mit identischer Geometrie wie der Linearbeschleuniger) aufgenommenen Referenz-Röntgenbild verglichen. Nunmehr wird von dem behandelnden Arzt ein Vergleich des Röntgenbildes und des Simulator-Bildes beispielsweise an einem Lichtkasten vorgenommen. Dabei wird mit einem Lineal der Positionierungsfehler zwischen der tatsächlichen Patientenlage und der Soll-Lage ermittelt und der Patient wird daraufhin entsprechend verschoben. Bestenfalls steht dem Arzt noch ein Zentralstrahl-Kreuz und/oder die Kontour der äusseren Feldgrenzen in beiden Bildern als Anhaltspunkt zur Verfügung. Die Feldgrenzen könne z. B. durch Bleiblöcke bzw. verfahrbare Strahlblenden definiert sein. Auch beim Vergleich mit DDRs (virtuelle aus einem dreidimensionalen Bilddatensatz ermittelte "Simulatorbilder") statt mit wirklichen Simulatorbildern ändert sich dieses Verfahren nicht.

Nachteiligerweise ist diese Art der Patientenpositionierung schon aus den folgenden Gründen ungenau:

Die Bilder sind projektiv und daher nicht im Originalmaßstab. (Es existiert kein einheitlicher Abbildungsmaßstab.)

Das "manuelle" Ablesen der benötigten Verschiebung ist ungenau.

Eine dreidimensionale räumliche Verschiebung ist aus zweidimensionalen Bildern ohne Computerunterstützung nur bedingt möglich und erfordert viel Erfahrung des Benutzers.

Aus der US-A 5,901,199 ist ein iteratives Verfahren zum Ausrichten von Therapie-Strahlen auf ein Behandlungsziel bekannt. Hierbei werden diagnostische Computertomographiedaten verwendet, mit Hilfe derer eine Vielzahl von rekonstruierten Röntgenbildern, so genannten DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) erzeugt werden. Diese DRRs werden so lange erstellt und immer wieder mit einem vor Ort aufgenommenen Röntgenbild verglichen, bis eines gefunden ist, welches eine ausreichende Übereinstimmung zeigt. Mit Hilfe der dabei erhaltenen Daten wird dann die Position des Behandlungsgerätes bzw. Behandlungsstrahls so korrigiert, daß der Strahl das Behandlungsziel trifft.

Nachteilig bei diesem Verfahren ist der hohe Rechenauf-

wand, da anfangs wahllos solche DRRs erzeugt werden müssen und der Vergleich sehr vieler DRRs mit dem tatsächlichen Röntgenbild vorgenommen werden muß. Insbesondere bedarf es der Auffindung eines "intelligenten" Algorithmus, um sich für jeden Körperabschnitt und für alle Patienten geltend in überschaubarer Zeit dem passenden DRR anzunähern.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie vorzuschlagen, bei dem die obigen Nachteile des Standes der Technik nicht mehr auftreten. Insbesondere soll eine sehr genaue Repositionierung des Patienten in einfacher Weise und in kurzer Zeit auf möglichst automatischem Wege erzielt werden. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit den folgenden Schritten:

- a) Der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger vorpositioniert,
- b) mindestens eine Röntgenaufnahme des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes wird erstellt,
- c) die Röntgenaufnahme wird lokalisiert,
- d) mindestens ein der Röntgenaufnahme insbesondere isozentrisch entsprechendes, aus einem dreidimensionalen Patientendatensatz rekonstruiertes Bild wird erstellt,
- e) das rekonstruierte Bild und die Röntgenaufnahme werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und
- f) die Lage des Patienten wird anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert.

Vorteilhafterweise bietet eine solche erfindungsgemäß vorgeschlagene Repositionierung einen relativ schnellen Weg, zu einer sehr exakten Zielbestrahlung zu gelangen. Die elektronische bzw. computergesteuerte Ermittlung des Positionsfehlers erhöht die Genauigkeit gegenüber dem "manuellen" Verfahren erheblich. Die Lokalisation der Röntgenaufnahme gestattet es, schon diesen Eingangswert mit ausreichender Genauigkeit in die Auswertung aufzunehmen, so daß auch von dieser Seite her Fehler und Verzögerungen bei der Repositionierung vermieden werden.

Bevorzugt erfolgt bei einem erfindungsgemäßen Verfahren die Vorpositionierung mittels eines computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystems mit Hilfe künstlicher, insbesondere reflektierender Markeranordnungen an dem Patienten und den Behandlungseinrichtungen. Ein solches Navigations- und Trackingsystem kann alle notwendigen Positionserfassungen bei der Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens übernehmen und entsprechende Informationen beispielsweise auf einem Computerbildschirm ausgeben.

Die Vorpositionierung kann aber auch über Hautmarkierungen am Patienten, über natürliche Landmarken oder Lasermarkierungen erfolgen.

Es sollte grundsätzlich genügen, lediglich eine Röntgenaufnahme und ein entsprechend rekonstruiertes Bild zu erstellen. Bei bevorzugten Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens werden jedoch mindestens zwei oder mehrere Röntgenaufnahmen und entsprechend viele rekonstruierte Bilder aus verschiedenen Richtungen erstellt und jeweils durch Vergleich ausgewertet, um auch Verkipungen des Patienten bzw. des Patiententrägers mit einberechnen zu können.

Die Röntgenaufnahme kann vorteilhafterweise mit Hilfe des Linearbeschleunigers erstellt werden. Solche Röntgenbilder werden EPID-Bilder (Electronic Portal Imaging Device-Bilder) genannt und die entsprechenden Aufnahmen können auf einem Flat Panel (z. B. amorphes Silizium) auf einem Röntgenfilm oder auf jedem anderen zweidimensionalen Bildaufnehmer erstellt werden.

Andererseits ist es natürlich auch möglich, die Röntgenaufnahmen durch eine separate Röntgenquelle zu erzeugen. Dies kann z. B. mit Hilfe von zwei an der Decke befestigten Röntgenquellen geschehen, die sequenziell (elektronische) Röntgenbilder auf einem Detektor (z. B. amorphes Silizium) erzeugen. Falls der Detektor aus diversen Gründen (z. B. Rotation der Gantry) nicht im Isozentrum positioniert werden kann, muß ein Offset sowohl bei der Grobpositionierung, als auch bei der Fehlerkorrektur berücksichtigt werden.

Ganz allgemein kann die Röntgenaufnahme auf einem Bildverstärker oder Detektor, insbesondere auf dem genannten amorphen Silizium erzeugt werden, wobei bei der Verwendung von amorphem Silizium (Flat Panel) Verzerrungen minimiert werden. Natürlich ist auch die Verwendung eines eingescannten Röntgenfilmes möglich. Die Röntgenaufnahme kann sowohl durch ein in den Linearbeschleuniger integriertes Bildsystem als auch durch ein separates Röntgengerät erzeugt werden.

Bei einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch ein vom Benutzer gesteuertes Markieren und Übereinanderschieben auf einem Computerbildschirm (z. B. mit Maus, Keyboard, Touchscreen, Joystick, etc.). Andererseits kann die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes natürlich auch durch eine rechnergesteuerte automatische Bildfusion erfolgen.

Bei bevorzugten Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens werden das rekonstruierte Bild bzw. die rekonstruierten Bilder erstellt als:

- Digitally Reconstructed Radiographs (DRRs),
- Digitally Composited Radiographs (DCRs)
- MIP-Images,

oder als jedwede zweidimensionale Bildrekonstruktion aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz.

Die Lage des Patienten wird erfindungsgemäß vorteilhafterweise durch die Verschiebung des Patiententisches korrigiert, insbesondere automatisch angesteuert und korrigiert durch ein computer- und kameragesteuertes Navigations- und Trackingsystem mit Markern am Patienten und/oder an dem Patiententisch. Grundsätzlich besteht daneben auch die Möglichkeit, die Lage des Patienten durch eine manuelle Tischsteuerung zu korrigieren.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens werden in den oben angeführten Schritten c) und d) eine Vielzahl von rekonstruierten Bildern erstellt und elektronisch bzw. computergesteuert mit der lokalisierten Röntgenaufnahme überlagert und verglichen, bis ein der Röntgenaufnahme entsprechendes rekonstruiertes Bild gefunden ist, anhand dessen dann der Positionsfehler ermittelt wird.

Man benötigt hier keine isozentrisch entsprechenden, rekonstruierten Bilder, weil man sich durch rechnerische Annäherungsverfahren (Algorithmen) immer weiter dem gesuchten rekonstruierten Bild nähern kann. Besonders vorteilhaft ist diese Ausführungsform deshalb, weil sie einen breiteren Spielraum bei der Vorpositionierung gestattet. Durch die Verwendung eines lokalisierten Röntgenbildes

läßt sich ein schnelleres und genaueres Auffinden des entsprechenden rekonstruierten Bildes realisieren.

Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zur räumlichen Lokalisation eines Röntgenbildes, bei dem:

- ein Röntgenbild eines Patienten erstellt wird,
- bei der Erstellung des Röntgenbildes die Raumlage des Röntgengerätes ermittelt wird,
- bei der Erstellung des Röntgenbildes Markierungen in einer vorbestimmten bzw. bekannten Lage gegenüber der Röntgenquelle in deren Strahlbereich eingebracht werden, und bei dem
- aus der Geometrie des Röntgengerätes und aus der Lage der Markierungen im Röntgenbild die exakte räumliche Aufnahmesituation des Röntgenbildes errechnet wird.

Durch das obige erfindungsgemäße Verfahren läßt sich nunmehr die räumliche Lage eines Röntgenbildes exakt ermitteln. Dies ist insbesondere dann wichtig, wenn dieses Röntgenbild als ein Eingangsparameter für weitere Lokalisierungen und Positionierungen verwendet wird, da dadurch schon dieser Eingangswert genau lokalisiert und fehlerfrei angegeben werden kann. Bei der Bilderzeugung an einem Linearbeschleuniger ist oftmals die Position des Bildverstärkers bzw. des Films auf dessen Halterung nicht 100%ig fest gegenüber der Strahlungsquelle und gegenüber dem Isozentrumsstrahl. Durch die Lokalisierung jedes einzelnen Röntgenbildes kann ein solcher Fehler ausgeschlossen werden.

Es besteht hierbei die Möglichkeit, die Raumlage der Röntgenquelle und/oder des Bildempfängers sowie eines Patiententrägers mittels eines computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystem mit Markern zu ermitteln. Ferner kann die Erfassung der Raumlage der Röntgenquelle und/oder des Bildempfängers aber auch über skalierte Erfassungseinrichtungen an diesen Geräten erfolgen.

Bei einer Ausführungsform des Lokalisationsverfahrens wird die Röntgenaufnahme durch einen Linearbeschleuniger für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit einem Bildempfänger erstellt, wobei ein Träger für die Markierungen fest vor der Strahlungsquelle positioniert wird. Die Markierungen erscheinen auf dem Röntgenbild und wegen des bekannten Abstandes der Markierungen zur Strahlungsquelle sowie der bekannten Markierungsgeometrie ist es dann möglich, die räumliche Aufnahmesituation des Röntgenbildes exakt zu errechnen.

Vorteilhafterweise wird ein Linearbeschleuniger mit einem Lamellenkollimator vor der Strahlungsquelle verwendet, wobei die Markierungen durch bis zu einem bestimmten Grad in den Strahlengang eingefahrene Kollimatorlamellen gebildet werden. Das Feld des Lamellenkollimators kann dabei entweder bereits in der Bestrahlungsform sein, oder aber speziell zur Lokalisation geformt werden, wobei die Lamellen asymmetrisch nur am Rand ausgefahren werden, um das Bild nicht zu beeinträchtigen. In der Regel sind die Abstände zwischen der Strahlungsquelle und dem Markierungsträger bzw. dem Lamellenkollimator fest und bekannt. Eventuell kann aber eine Kalibrierung mit einem Phantom noch genauere Werte bereitstellen.

Erfindungsgemäß ist es natürlich möglich und bevorzugt auch vorgesehen, das beschriebene Verfahren zur räumlichen Lokalisation eines Röntgenbildes dazu zu verwenden, eine Röntgenaufnahme im Rahmen des zuerst beschriebenen Verfahrens zur exakten Positionierung eines Patienten zu verwenden.

Die Erfindung wird im Weiteren anhand der beiliegenden Zeichnungen näher erläutert

Die Erfindung wird im weiteren anhand der beiliegenden

Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1a und 1b zwei verschiedene Aufnahmesituationen für Röntgenbilder, die mit einem Linearbeschleuniger erzeugt werden;

Fig. 2 eine schematische Darstellung der Erzeugung zweier rekonstruierter Bilder entsprechend den Aufnahmen in den Fig. 1a und 1b;

Fig. 3 die Einbringung eines Markierungsträgers in einem Einschub am Linearbeschleuniger sowie zwei Beispiele für Markierungsgeometrien;

Fig. 4 Röntgenbilder, bei denen Kolimatorlamellen als Markierungen abgebildet sind;

Fig. 5 eine Überlagerung eines Röntgenbildes und eines rekonstruierten Bildes; und

Fig. 6 eine Prinzipdarstellung für die Herstellung von Röntgenaufnahmen mit separaten Röntgenquellen.

In den Fig. 1A und 1B wird gezeigt, wie aus zwei verschiedenen Richtungen Röntgenbilder mit Hilfe eines Linearbeschleunigers erstellt werden. Der Linearbeschleuniger weist eine Gantry 1 auf, die schwenkbar angeordnet und in deren Oberteil die Strahlungsquelle 2 angeordnet ist. Wie aus Fig. 1b hervorgeht, ist am Unterteil der Gantry 1 ein Träger 9 ausklappbar befestigt, der ein Bildsystem 5 aufweist, auf dem der Röntgenbildempfänger angeordnet ist. Ein solcher Bildempfänger kann ein einfacher Röntgenfilm sein (wie dargestellt), aber auch ein Flat Panel (z. B. amorphes Silizium) oder ein Bildverstärker. Der isozentrische Strahl 8 aus der Strahlungsquelle 2 geht durch den Patienten 7 hindurch auf das Bildsystem. Auf dem Röntgenfilm 6 wird dabei ein Röntgenbild erzeugt. Hierzu wird der Patient 7 mit Hilfe des Patiententisches 4, der durch nicht dargestellte Motoren verfahrbar ist, schon so gut wie möglich vorpositioniert. Dies kann mit Hilfe eines bekannten Trackingsystems und an dem Patienten bzw. an dem Patiententisch angebrachten Markern geschehen.

Für die hier dargestellte Ausführungsform der Erfindung werden demnach, wie in den Fig. 1a und 1b gezeigt, zwei Röntgenbilder aus um etwa 90° verdrehten Winkeln der Gantry erstellt.

In Fig. 2 ist nunmehr schematisch dargestellt, wie zwei entsprechende, rekonstruierte Bilder erstellt werden. Hierzu wird ein Computertomographie-Scan-Datensatz verwendet, der vorher von dem Patienten erstellt wurde. In Fig. 2 ist dieser Datensatz durch eine hintereinander angeordnete Vielzahl von Schnittbildern 20 veranschaulicht. Mit den bekannten Positionsdaten der Strahlungsquelle 2 (siehe Fig. 1a und 1b) werden nun anhand der eingescannten Daten entsprechende rekonstruierte Röntgenbilder 16a und 16b erzeugt. Die isozentrischen Strahlen sind mit 18a und 18b bezeichnet.

Eingangsdaten für die Erzeugung der rekonstruierten Bilder, die im weiteren auch DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) genannt werden, sind zum einen die Positionen der Strahlungsquellen 12a und 12b. Als zweite Eingangsgröße muß dann die räumliche Anordnung derjenigen Ebene vorgegeben werden, in der das Röntgenbild erstellt wird, und zwar sowohl hinsichtlich des Abstandes zur Strahlungsquelle als auch hinsichtlich ihrer Verkipfung. Mit anderen Worten müssen die "virtuellen" Röntgenfilme 16a und 16b genau in der gleichen Weise angeordnet sein, wie die Filme 6 aus der tatsächlichen Röntgenaufnahme, um die Bilder vergleichbar zu machen. Dazu müssen die Röntgenbilder 6 aus der tatsächlichen Röntgenaufnahme vor Ort (Fig. 1a und 1b) lokalisiert werden, d. h. hinsichtlich ihres Abstandes und ihrer Verkipfung gegenüber der Strahlungsquelle genau bestimmt werden, wie dies detailliert später erläutert wird. Als dritte Eingangsgröße muß die Position des Zielpunktes im 3D-Datensatz bekannt sein.

Wenn dann die Röntgenbildebene und die Richtung des Zentralstrahls (Position der Strahlungsquelle) bei der tatsächlichen Röntgenaufnahme (Fig. 1a und 1b) vor Ort genau bekannt sind, können exakt die entsprechenden DRRs rekonstruiert und zugeordnet werden.

Anhand der Fig. 3 und 4 soll nunmehr beschrieben werden, wie das vor Ort erstellte Röntgenbild (Fig. 1a und 1b) hinsichtlich seines Abstandes und seiner Verkipfung gegenüber der Strahlungsquelle lokalisiert wird.

Notwendig wird solch eine Lokalisierung vor allem deshalb, weil die Position des Bildsystems 5 sowie des ausklappbaren Trägers 9 gegenüber der Strahlungsquelle 2 aus mechanischen Gründen (Wackeln; ungenaue Klappmechanik) nicht als fest angesehen werden kann. Auch wenn sich diese Position nur um einige Millimeter ändert, kann dies zu unerwünschten Fehlbestrahlungen führen. Deshalb wird erfindungsgemäß bei jeder Erstellung eines Röntgenbildes dessen räumliche Anordnung bestimmt um dann das entsprechende DRR in exakt derselben Ebene rekonstruieren zu können.

Die obere Abbildung in Fig. 3 zeigt schematisch einen Einschub 30, der mit Markern 33 versehen ist und welcher in einer hierfür bestimmten Halterung 10 an der Gantry 1 in den Strahlengang eingeschoben wird. Der Einschub 10 trägt entweder kreisförmige Marker 32 oder aber linienförmige Markierungen 31, und in der erstellten Röntgenaufnahme bilden sich diese Marker ab, wie aus den beiden unteren Darstellungen in Fig. 3 ersichtlich wird. Aus dem Abstand und der Verzerrung der Geometrie der Marker 32, bzw. der Linien 31 läßt sich dann mit einfachen geometrischen Mitteln bestimmen, in welchem Abstand das Röntgenbild aufgenommen wurde und wie es dabei verkippt war. Das vor Ort gemachte Röntgenbild ist damit genau lokalisiert und mit Hilfe dieser Daten lassen sich in exakt derselben Ebene DRRs erzeugen, wie dies unter Bezugnahme auf die Fig. 2 oben erläutert wurde.

Bei einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die zur Lokalisation erforderlichen Marker nicht durch einen zusätzlichen Einschub erzeugt, sondern durch einen Lamellenkolimator, welcher zur Ausformung des Behandlungsstrahles in vielen Fällen schon im Strahlengang des Linearbeschleunigers angeordnet ist. Solche Lamellenkolimatoren besitzen in den Strahlengang einführbare Lamellen und begrenzen mit diesen ein Strahlenfeld gemäß der Außenform der zu bestrahlenden Läsion, um dadurch umgebendes gesundes Gewebe zu schützen. Solche durch vorgeschobene Lamellen 33 eingegrenzten Bestrahlungsfelder sind in den beiden oberen Darstellungen der Fig. 3 zu sehen.

Es ist erfindungsgemäß aber auch möglich solche einführbaren Lamellen als Markierungen zur Lokalisation des Röntgenbildes zu verwenden. Hierzu werden, wie dies aus den beiden unteren Darstellungen in Fig. 4 hervorgeht, einzelne Lamellen 34 bei der Erstellung der Röntgenaufnahme in den Bildbereich eingeschoben. Auch von diesen Lamellen 34 sind Abstand und Anordnung gegenüber der Strahlungsquelle bekannt, so daß aus den Projektionen auf der Röntgenabbildung wiederum wie mit den separaten Markierungen 31 oder 32 (Fig. 4) die Raumlage, d. h. Verkipfung und Abstand des erstellten Röntgenbildes ermittelt werden können. Um das Bild nicht zu sehr zu stören, werden hierzu in asymmetrischer Weise lediglich Lamellen in der Peripherie des Bildes eingefahren.

Weil das vor Ort erstellte Röntgenbild vollständig lokalisiert wurde und die jeweiligen DRRs in exakt derselben Ebene erstellt werden konnten, sind nunmehr die mit diesen beiden Verfahren erzeugten Bilder unmittelbar vergleichbar. Die Fig. 5 zeigt eine schematische Darstellung in der zwei

solche Bilder, nämlich das vor Ort erstellte Röntgenbild und das entsprechende DRR übereinandergelegt wurden. Der besseren Darstellbarkeit halber wurden als Bildobjekte hier Ringe gewählt, üblicherweise werden hier beispielsweise Knochenstrukturen zu sehen sein. In Fig. 5 wird ersichtlich, daß die beiden Abbildungen des Rings, nämlich die Abbildung aus der Röntgenaufnahme vor Ort, die mit dem Bezugszeichen 6 versehen ist, und die Abbildung aus dem DRR mit dem Bezugszeichen 16 zueinander verschoben sind. Diese Verschiebung resultiert aus der noch relativ ungenauen Vorpositionierung. Es wird nunmehr mit Hilfe einer rechnergesteuerten Bildverarbeitung (Fusion) oder manuell der Versatz der beiden Ringe zueinander in mindestens einer, vorzugsweise aber mehreren Ebenen (bei zwei oder mehreren Röntgenaufnahmen bzw. DRRs aus verschiedenen Richtungen) bestimmt und der Patient kann entsprechend dieses festgestellten Versatzes repositioniert werden. Dies kann bevorzugt automatisch über die Fahrmotoren des Patiententisches 4 (Fig. 1a oder 1b) erfolgen. Nach dieser Repositionierung befindet sich der Patient dann in exakt einer solchen Position, in der der Behandlungsstrahl das Behandlungsziel genau trifft. Die Behandlung kann durchgeführt werden.

Es ist anzumerken, daß die beiden Bilder, wenn sie übereinander gelegt werden, beispielsweise auch auf einem Computerbildschirm markiert manuell so übereinandergezogen gelegt werden können, bis die Abbildungen in allen Ebenen übereinstimmen. Die Bildinhalte, die aufeinandergelegt werden, werden bei Röntgenaufnahmen meist Knochenschatten sein. Es soll an dieser Stelle aber bemerkt werden, daß grundsätzlich auch andere Scanverfahren mit dem Prinzip der vorliegenden Erfindung verwendbar sind. Beispielsweise ist hier an die Verwendung von Kernspintomographie-Aufnahmen zu denken, welche dann relativ gute Abbilder des Behandlungsziels selbst ergeben, so daß der Positionsfehler durch eine Ermittlung des Versatzes des Behandlungsziels selbst in vorteilhafter Weise ermittelt werden kann.

In Fig. 6 ist noch eine alternative Ausführungsform dargestellt, bei der nicht der Linearbeschleuniger mit der Gantry 1 selbst zur Erzeugung des Röntgenbildes vor Ort verwendet wird, sondern vielmehr separate Röntgenquellen. Diese beiden separaten Röntgenquellen zur Erzeugung von zwei Röntgenbildern aus verschiedenen Richtungen sind in Fig. 6 nur schematisch dargestellt und mit den Bezugszeichen 51 und 52 versehen. Auch vor diese Röntgenquellen 51 und 52 können, wie anhand der Fig. 3 beschrieben, in vorbestimmtem Abstand Markierungen angebracht werden, so daß sich die exakte Lage des Röntgenbildes auf dem Bildsystem 5 immer lokalisieren läßt und der Patient auf seinem Patiententisch 4 nach der Bestimmung des Positionierungsfehlers exakt repositioniert werden kann. Vorteilhafterweise muß bei dieser Ausführungsform die Gantry zur Erstellung der Röntgenaufnahmen nicht bewegt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur exakten Positionierung eines Patienten für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit den folgenden Schritten:
 - a) der Patient wird gegenüber einem Linearbeschleuniger vorpositioniert,
 - b) mindestens eine Röntgenaufnahme des Patienten bzw. eines seiner Körperteile in der Umgebung des Bestrahlungszielpunktes wird erstellt,
 - c) die Röntgenaufnahme wird lokalisiert,
 - d) mindestens ein der Röntgenaufnahme, insbesondere isozentrisch, entsprechendes, aus einem

dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz stammendes rekonstruiertes Bild wird erstellt,

e) das rekonstruierte Bild und die Röntgenaufnahme werden überlagert und anhand bestimmter Landmarken in beiden Bildern wird der Positionsfehler elektronisch bzw. computergesteuert ermittelt, und

f) die Lage des Patienten wird anhand des ermittelten Positionierungsfehlers korrigiert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Vorpositionierung mittels eines computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystems mit Hilfe künstlicher, insbesondere reflektierender Markeranordnungen an dem Patienten und an den Behandlungseinrichtungen erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Vorpositionierung über Hautmarkierungen an dem Patienten, über natürliche Landmarken oder Lasermarkierungen erfolgt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem mindestens zwei oder mehrere Röntgenaufnahmen und entsprechende rekonstruierte Bilder aus verschiedenen Richtungen erstellt und jeweils durch Vergleich ausgewertet werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Röntgenaufnahme mit der Strahlenquelle des Linearbeschleunigers erstellt wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Röntgenaufnahme durch eine, zwei oder mehrere separate Röntgenquellen erzeugt werden.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, bei dem die Röntgenaufnahme auf einem Bildverstärker oder Detektor, insbesondere auf amorphem Silizium erzeugt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, bei dem die Röntgenaufnahme auf einem Röntgenfilm erzeugt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 8, bei dem die Röntgenaufnahme und/oder das rekonstruierte Bild auf einem Bildschirm ausgegeben werden.

10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch ein manuelles Markieren und Überlappenschieben auf einem Computerbildschirm erfolgt.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem die Überlagerung der Röntgenaufnahme und des rekonstruierten Bildes durch eine rechnergesteuerte automatische Bildfusion erfolgt.

12. Verfahren einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem das rekonstruierte Bild bzw. die rekonstruierten Bilder erstellt werden als:

- Digitally reconstructed Radiographs (DRRs),
- Digitally Composited Radiographs (DCRs),
- MIP-Images,

oder als jedwede zweidimensionale Bildrekonstruktion aus einem dreidimensionalen Patientenscan-Datensatz.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei dem die Lage des Patienten durch die Verschiebung des Patiententisches korrigiert wird, insbesondere automatisch angesteuert und korrigiert durch ein computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystem mit Markern am Patienten und an dem Patiententisch.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, bei dem die Lage des Patienten durch eine manuelle Tischsteuerung korrigiert wird.

15. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem in den Schritten c) und d) eine Vielzahl von rekonstruierten Bildern

erstellt und elektronisch bzw. computergesteuert mit der lokalisierten Röntgenaufnahme überlagert und verglichen werden, bis ein der Röntgenaufnahme entsprechendes rekonstruiertes Bild gefunden ist, anhand dessen dann der Positionsfehler ermittelt wird. 5

16. Verfahren zur räumlichen Lokalisation eines Röntgenbildes, bei dem:

- ein Röntgenbild eines Patienten erstellt wird,
- bei der Erstellung des Röntgenbildes die Raumlage des Röntgengeräts ermittelt wird, 10
- bei der Erstellung des Röntgenbildes Markierungen in einer vorbestimmten oder bekannten Lage gegenüber der Röntgenquelle in deren Strahlbereich eingebracht werden, und bei dem
- aus der Geometrie des Röntgengeräts und aus 15 der Lage der Markierungen im Röntgenbild die exakte räumliche Aufnahmesituation des Röntgenbildes errechnet wird.

17. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem die Raumlage der Röntgenquelle und/oder des Bildempfängers 20 sowie eines Patiententrägers mittels eines computer- und kameragesteuerten Navigations- und Trackingsystems mit Markern ermittelt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem Raumlage der Röntgenquelle und/oder des Bildempfängers und/ 25 oder des Patiententrägers über skalierte Erfassungseinrichtungen an diesen Geräten erfolgt.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, bei dem die Röntgenaufnahme durch einen Linearbeschleuniger für die Strahlentherapie bzw. Radiochirurgie mit einem Bildempfänger erstellt wird, wobei ein 30 Träger für die Markierungen fest vor der Strahlungsquelle positioniert wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, bei dem ein Linearbeschleuniger mit einem Lamellenkollimator vor der 35 Strahlungsquelle verwendet wird, wobei die Markierungen durch bis zu einem bestimmten Grad in den Strahlengang eingefahrene Kollimatorlamellen gebildet werden.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, bei 40 dem zur Lokalisation der Röntgenaufnahme ein Verfahren gemäß den Ansprüchen 16 bis 20 verwendet wird.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

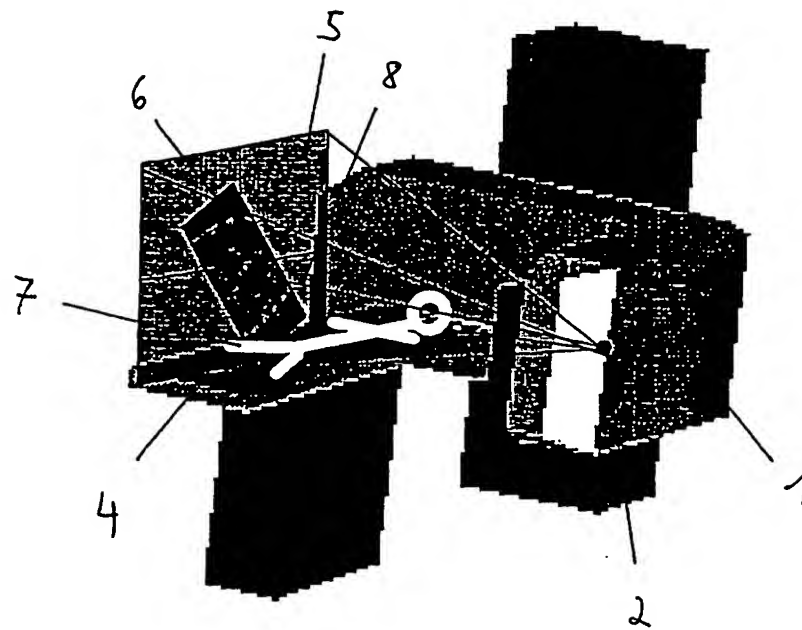


Fig. 1a

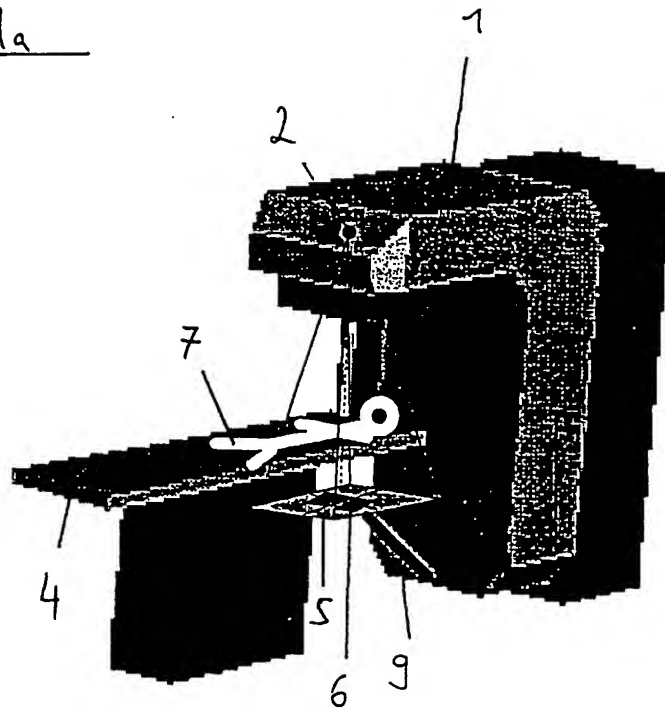


Fig. 1b

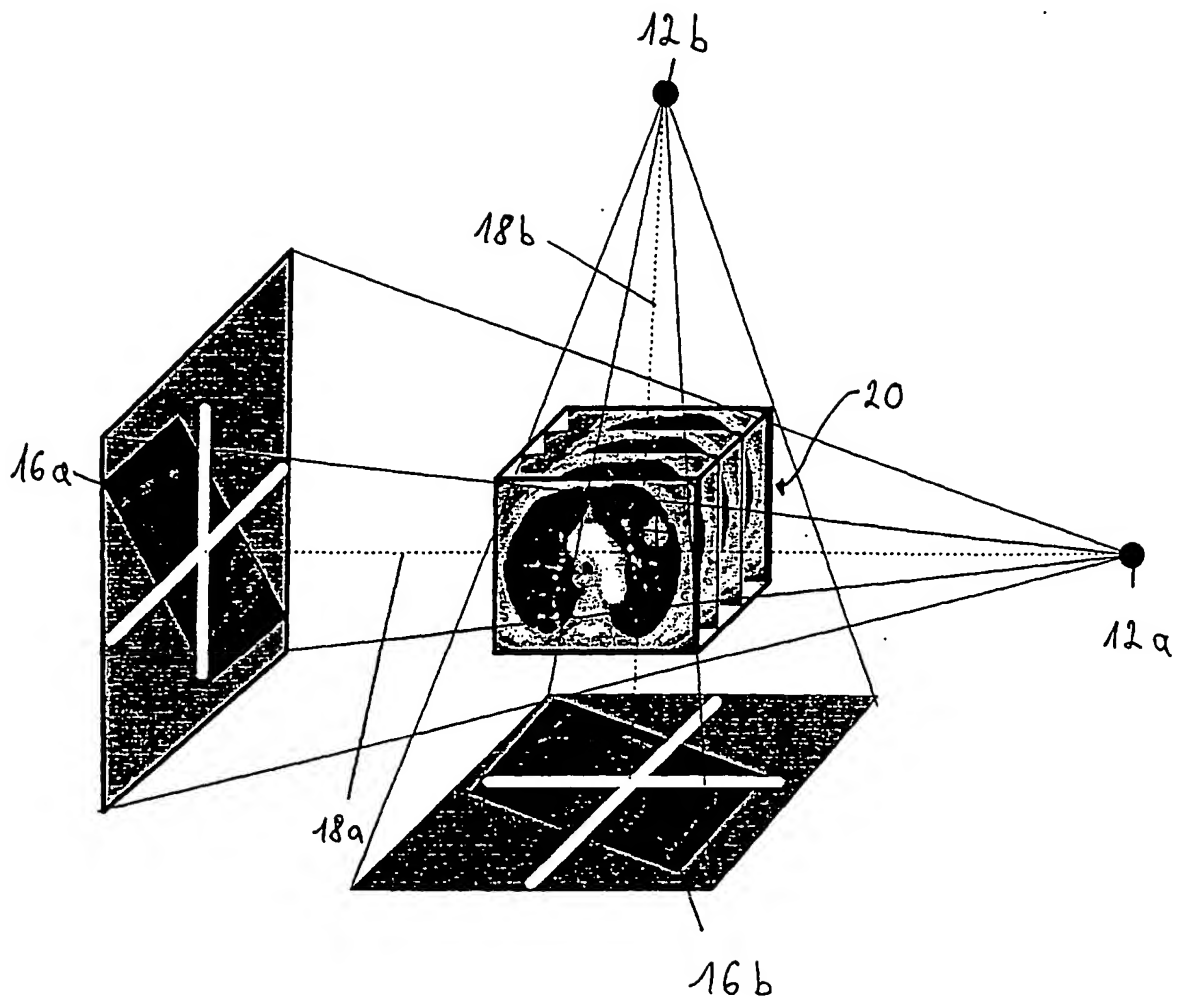
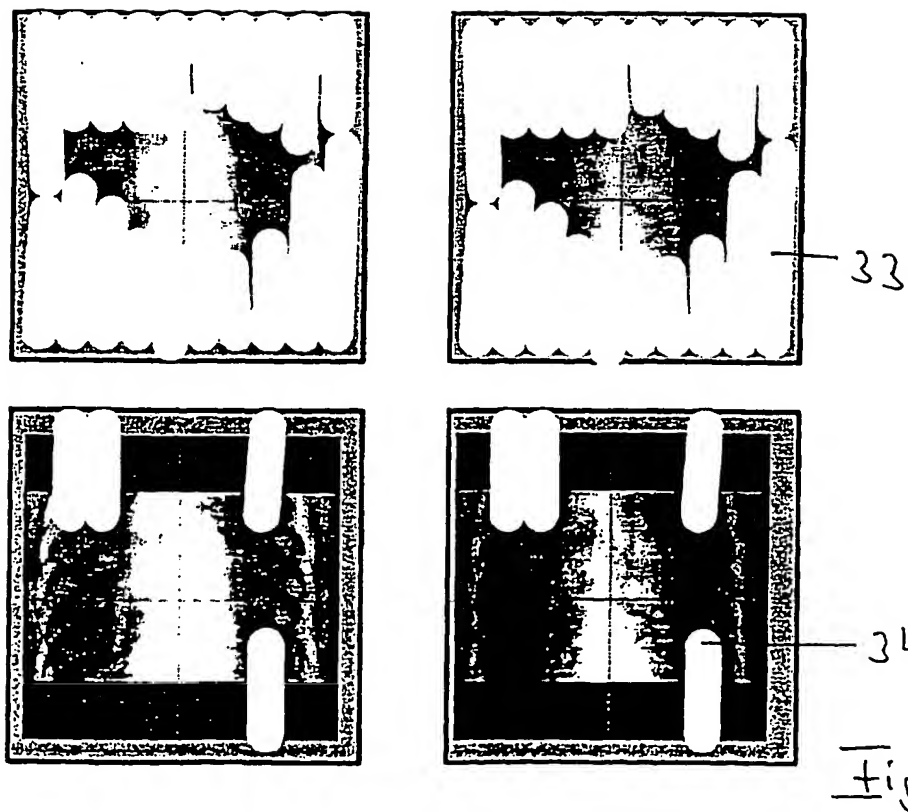
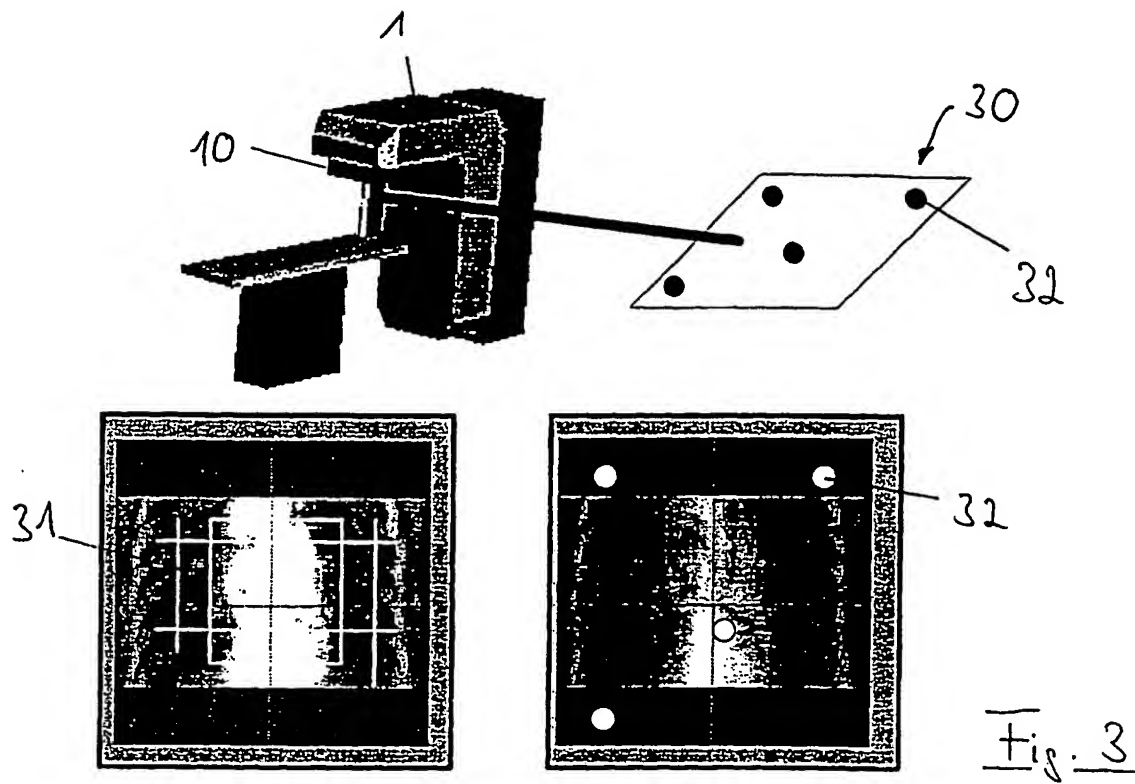


Fig. 2



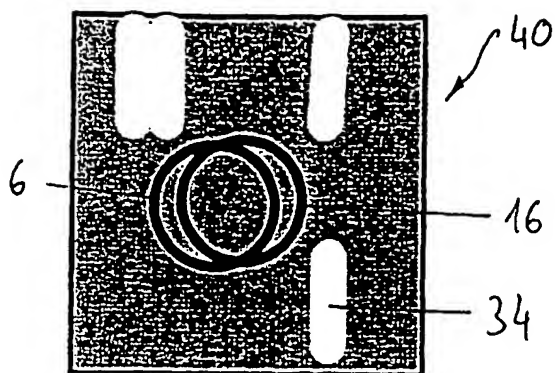


Fig. 5

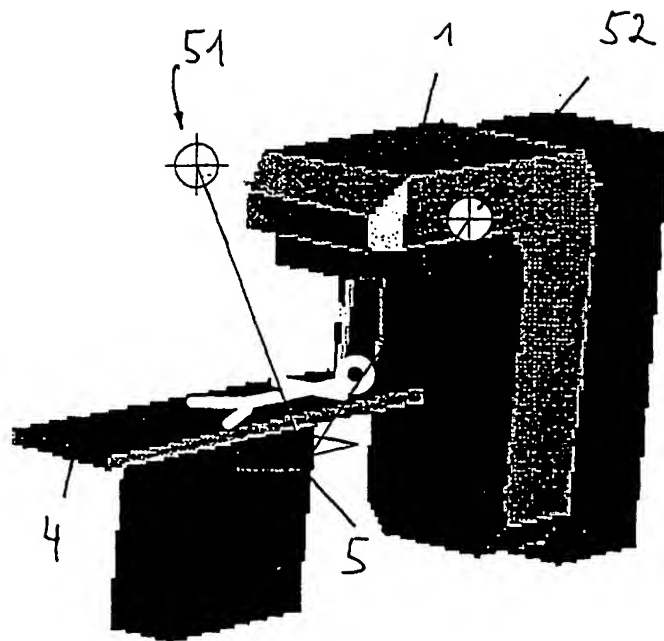


Fig. 6

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.